

AVANCES EN PRÓTESIS: UNA MIRADA AL PRESENTE Y AL FUTURO

ADVANCES IN PROSTHETICS: A LOOK AT THE PRESENT AND FUTURE

DRA. DANIELA GARCÍA S. (1), DRA. MARÍA JOSÉ ESPINOZA V. (1)

1. Medicina Física y Rehabilitación, Instituto Teletón de Santiago.

Email: mgarcia@puc.cl

RESUMEN

En las últimas décadas se han registrado grandes avances en el ámbito de las prótesis de tanto en miembros superiores como inferiores. Esto ha permitido que cada vez las prótesis se asemejen más a las extremidades que intentan reemplazar y hoy podamos hablar de prótesis robóticas o biónicas. El objetivo de este artículo es revisar los distintos hitos históricos que han permitido este importante avance y revisar la literatura científica para analizar las últimas tecnologías que se están utilizando.

Palabras clave: Prótesis, pies, manos, rodillas, biónicas, robóticas.

SUMMARY

In the last decades there have been great advances in both upper limb prosthesis and lower limb prosthesis. Thanks to that, each time prosthesis look more alike to the extremities they are trying to replace and today we can talk of robotic or bionic prosthesis. The aim of this paper is to review the different historical highlights that have allowed these important advances to occur and to analyze the last technologies available through scientific literature.

Key words: Prosthesis, feet, hands, knees, bionic, robotic.

INTRODUCCIÓN

La prótesis más antigua de la que se tiene conocimiento data del 950 al 710 AC y fue encontrada en Cairo, Egipto (1). Corresponde a una

prótesis de ортеjo mayor y se cree que pertenecía a una mujer de la nobleza egipcia. Hemos avanzado muchísimo desde ese entonces y las prótesis de hoy en día se asimilan cada vez más a las extremidades que intentan reemplazar.

La biomecatrónica es la ciencia que intenta unir al hombre a las máquinas y ha facilitado la aparición de prótesis robóticas o también llamadas biónicas. En las últimas décadas hay habido grandes hitos en el desarrollo protésico que han permitido importantes avances en la calidad de este tipo de prótesis. Algunos de estos hitos son la aparición de los pies dinámicos, la confección de los microprocesadores, el desarrollo de la tecnología mioeléctrica, y la reinervación muscular dirigida. El objetivo de este artículo es ahondar un poco más en estos hitos y, a través de una revisión de la literatura científica existente, describir los últimos avances protésicos que se han producido.

PIES PROTÉSICOS

La aparición de los pies dinámicos o ahorradores de energía en la década de los ochentas constituye uno de los grandes avances protésicos de los últimos tiempos. Gracias a que simulan movimiento pasivo de la articulación subtalar, permiten un patrón de marcha más semejante al normal y, por ende, una mayor velocidad de marcha (2). Hoy en día existen múltiples alternativas en el mercado, de diversos costos, sin embargo, en los países en desarrollo se sigue prescribiendo en forma predominante el pie SACH (*solid ankle cushion heel*) (3). Cada nuevo modelo de las diversas compañías promete ser mejor que la anterior, pero no se ha vuelto a producir un salto tan grande como el que se produjo con la aparición de los pies ahorradores de energía. De hecho, se han realizado estudios en laboratorio de marcha donde se comparan los modelos más populares y muestran patrones de marcha semejantes (4).

Como se menciona anteriormente, otro de los importantes avances que han permitido el desarrollo de las prótesis robóticas fue la incorporación de los microprocesadores. Un microprocesador se define como un conjunto de circuitos sumamente complejos, integrados por componentes eléctricos microscópicos encapsulados en un pequeño chip (5). Actualmente existen pies protésicos que han incorporado este tipo de tecnología. El primer modelo salió al mercado en el año 2006 y corresponde al pie *Proprio Foot de Ossur*. Gracias a su microprocesador, este pie permite detectar en forma inmediata las variaciones en el terreno o actividad y responde en forma activa con movimientos de dorsiflexión o plantiflexión (6). Los estudios sugieren que el *Proprio Foot* podría facilitar el ascenso y descenso de pendientes, la subida y bajada de peldaños, podría disminuir la presión a nivel de muñón producida por el casquete, reducir el costo energético de la marcha, y disminuir el momento aductor externo de la rodilla de la extremidad remanente (7-11). Por otra parte, las principales limitaciones de este dispositivo protésico recaen en su peso, tamaño, su dependencia a baterías y su alto costo que oscila entre los \$25.000 y \$30.000 dólares (12,13). Otro factor que podría considerarse como negativo es el hecho que sólo puede utilizarse en pacientes transtibiales.

Actualmente existe otra alternativa de pie protésico con microprocesador llamado *PowerFoot BiOM de iWalk*. Al igual que el *Proprio Foot*, los estudios realizados sugieren que el *BiOM* podría mejorar la cinemática del tobillo a distintas velocidades, reducir el costo energético de la marcha, facilitar el descenso y ascenso de escaleras y de rampas, y disminuir la sobrecarga sobre la extremidad remanente (14-18). Los factores negativos del dispositivo son bastante similares a los del *Proprio foot* y su costo bordea los \$50.000 dólares (19).

RODILLAS PROTÉSICAS

Las rodillas protésicas fueron las primeras en incorporar la tecnología del microprocesador y la primera en confeccionarse fue la *C-Leg* de Otto Bock a fines de la década de los noventa. Desde entonces se han publicado múltiples artículos que demuestran su gran ventaja frente a los modelos de rodillas anteriores. Sus principales atributos radican en que el microprocesador actúa durante la fase de apoyo y balanceo y permite un ciclo de marcha más armónico, da mayor estabilidad y seguridad al caminar, una mejor distribución de las cargas, y una mejor adaptación a las irregularidades del terreno y a los cambios de velocidad (20-22). La compañía Ossur también sacó al mercado una rodilla con microprocesador llamada *Rheo* que comparte las ventajas presentadas por la *C-Leg* (23).

Este año se publicó una revisión sistémica sobre el uso de rodillas con microprocesador en pacientes transfemorales unilaterales, donde se encontraron 241 trabajos y se seleccionaron 27 que cumplían con los criterios de inclusión y exclusión (24). Dentro de sus conclusiones destaca que existe una moderada evidencia que sugiere que las rodillas con microprocesador aumentan la confianza al caminar, aumentan la movilidad del usuario, reducen la demanda cognitiva al caminar, mejoran la

autoestima y los costos para la sociedad son equivalentes a los de las rodillas sin microprocesador. También existe una baja evidencia de que las rodillas con microprocesador aumentan la velocidad de marcha en terrenos irregulares, mejoran el patrón de marcha al descender escaleras, disminuyen las caídas, producen una mayor satisfacción del usuario y produce un menor consumo de oxígeno.

En el último tiempo han aparecido en el mercado nuevas alternativas de rodillas con microprocesador. Dentro de estas, destaca el modelo *Genium* de Otto Bock. Sus creadores señalan que tendría un microprocesador más moderno que permitiría un patrón de marcha similar a la marcha fisiológica, sería posible retroceder, se podría ascender las escaleras alternando peldaños a través de un bloqueo en de la rodilla en flexión, y que tendría una función en estático o *standing* para poder estar de pie con más comodidad y menor gasto energético (25). Aún existen pocos artículos científicos que estudian formalmente la *Genium*, pero destaca uno publicado el 2012 por Bellmann y cols donde señala que el subir escaleras intercalando los peldaños con la *Genium* es más biomecánicamente eficiente que el ascender con una rodilla convencional, de a un peldaño (26). El costo de la *Genium* bordea los \$95.000 dólares (27).

Todas las rodillas mencionadas anteriormente actúan aumentando o disminuyendo su fricción en respuesta a un estímulo específico, pero no tienen movimientos activos. La primera rodilla con microprocesador y un motor que permite una extensión activa fue creada por Ossur en el año 2006 y corresponde a la *Power Knee*. Según sus elaboradores, esta característica adicional permitiría que el paciente transfemoral pueda caminar distancias más largas sin cansarse, sería más fácil pasar de la posición sedente a bípedo y que se podría subir escaleras intercalando peldaños (28). Se han realizado varios estudios que comparan la *Power Knee* con la *C-Leg*. Uno de ellos fue publicado en el año 2012 y se evaluaron 5 pacientes utilizando tanto la *C-Leg* como la *Power Knee* para subir y bajar escaleras y rampas (29). Los resultados muestran que la mayor diferencia entre ambas rodillas se ve al subir escaleras, donde la *Power Knee* presenta una ventaja en la cinética de tanto la extremidad amputada como la extremidad remanente. Otro estudio publicado este año por los mismos autores sugiere que hay pocas diferencias entre la *C-Leg* y la *Power Knee* al realizar la tarea de pasar del sedente al bípedo (30). El costo de la *Power Knee* está publicado en \$100.000 dólares (31).

Al revisar los últimos modelos de rodillas que hay aparecido encontramos interesantes novedades. Un ejemplo sería la *X3* de Otto Bock que es una rodilla con un microprocesador avanzado que además es resistente al agua (32). Otro ejemplo es la *Symbiotic Leg* de Ossur que no sólo incluye la rodilla con microprocesador, sino que además tiene incorporado un tobillo con microprocesador (33).

Por último, cabe mencionar que actualmente están en curso varias líneas de investigación sobre rodillas protésicas para pacientes transfemorales que podrían constituir importantes avances en el futuro. Por mencionar

algunos, tenemos la incorporación de la tecnología mioeléctrica a las rodillas protésicas (34,35). Otro ejemplo es la creación de un sensor para disminuir las caídas en los pacientes transfemorales (36).

MANOS PROTÉSICAS

La tecnología mioeléctrica comenzó a implementarse en las prótesis de extremidad superior en la década de los sesentas. La incorporación de sensores que captan la actividad electromiográfica (EMG) de los músculos remanentes del muñón y lo traducen a un movimiento de la mano protésica constituyó un gran salto en la calidad de las prótesis de extremidad superior (37). Las principales ventajas de este tipo de prótesis radica en que no requieren de arnés ni de fuerza muscular para operar, se puede regular la velocidad y la fuerza de prensión y son cosméticas. Dentro de las desventajas podemos contar su costo, su peso y su limitado rango de acción. Las manos mioeléctricas clásicas sólo tienen tres dedos activos y sólo permiten cierre y apertura de la pinza. Esto último constituye una de sus grandes limitaciones pues, a pesar de su moderna tecnología, aún se alejan muchísimo de la función de la mano que intentan emular. Es por esto último, que la adherencia de los usuarios es baja y muchos prefieren volver al clásico gancho mecánico (38).

En el último tiempo se han destinado muchos recursos a tratar de mejorar las prótesis de extremidad superior y el esfuerzo comienza a dar frutos. Actualmente existen manos que, utilizando la tecnología mioeléctrica, permiten el movimiento independiente de los cinco dígitos de la mano. Esto permite que se puedan lograr múltiples tipos de pinzas y agarres (39). En el año 2011, Clement y cols publicaron una revisión sobre manos biónicas que concluye que en el último tiempo ha habido grandes avances en las prótesis de mano, que hoy son mucho más funcionales y mejor aceptadas, pero que aún queda mucho para poder asemejarse a la mano humana y su costo es altísimo (40).

Existe en el mercado la *iLimb Ultra*, de *Touch Bionics* y sus creadores señalan que gracias a la rotación del pulgar permite distintos patrones de agarre, que tiene cinco dedos completamente articulados, varias posiciones de muñeca para ajustarse a las distintas formas de prensión, y se puede programar individualmente para ajustarse a las necesidades del usuario (41). Su precio está situado alrededor de los \$100.000 dólares (42). Otras alternativas son la DEKA Arm, de DARPA, que sirve para pacientes con amputaciones altas o la SmartHand para pacientes transradiales, y comparten varios de los atributos de la *iLimb Ultra* (43, 44). Este año Belter y cols publicaron una revisión muy interesante donde comparan varias de las opciones de manos más modernas desde distintas perspectivas como el peso, mecanismo de acción, y diseño del pulgar (45). Este artículo es una excelente guía clínica para poder recomendar con mayor objetividad los distintos modelos de prótesis.

Si revisamos la literatura científica, encontramos que hay varios artículos con interesantes investigaciones. Un grupo de ellos está estudiando el uso de señales de EMG múltiples, para poder aumentar el funcionamiento de la prótesis y poder hacer más natural su activación (46-50).

Otro grupo está estudiando incorporar distintos *inputs* sensoriales para que el paciente pueda saber si está tocando algo, en qué posición está su mano o la fuerza de prensión que está ejerciendo (40). Esto sería un avance muy significativo, pues una de las más grandes falencias de las prótesis actuales es que el paciente pierde la capacidad de sentir al usarlas. Algunos investigadores han incorporado un feedback auditivo, y otros transfieren el estímulo de temperatura, presión o dolor de la mano protésica a la piel remanente por medio de sensores (40,51-56).

REINERVAÇÃO MUSCULAR DIRIGIDA

En la década del 2000, Kuiken y cols publicaron una nueva forma de control para prótesis de extremidad superior llamado Reineriación Muscular Dirigida (Targeted Muscle Reinnervation (TMR)) (57). Esta técnica consiste en utilizar los mismos nervios de la extremidad superior que fueron seccionadas con la amputación y quirúrgicamente se reanastomosan a los músculos remanentes de la extremidad (40). Lo que más se ha utilizado en la TMR son músculos del pecho, como el pectoral. Así, por ejemplo, el paciente manda la señal de flexar la muñeca a través del nervio correspondiente, se contrae el pectoral en una porción específica, esto es captado por el sensor mioeléctrico de la prótesis y se flexa la muñeca protésica (58). Esta técnica es muy prometedora en cuanto a mantener la forma intuitiva de mover la extremidad superior y también por ofrecer una alternativa más funcional a amputados transmurales cortos o desarticulados de hombro. Utilizando la técnica TMR estos pacientes pueden optar por una prótesis de la categoría de las prótesis de mano de última tecnología que antes mencionamos (58). También se han publicado estudios donde se redirigen los nervios sensitivos de la mano y le permiten tener al paciente una sensación de tacto (57,59,60).

En el año 2012, Agnew y cols publicaron un estudio donde mostraron que los nervios, tanto motores como sensitivos, pueden ser localizados en los pacientes transfemorales, por lo que se podría llegar a utilizar en ellos la técnica TMR (61). Otras líneas de investigación apuntan a captar la señal directamente de los nervios o, incluso, a nivel de cerebro (62-66).

CONCLUSIONES

Se han evidenciado grandes avances en la elaboración de las prótesis en los últimos tiempos. Hoy podemos encontrar pies con movimientos activos, rodillas con microprocesadores muy modernos que asemejan la marcha fisiológica, manos con mayores grados de libertad en sus movimientos y dígitos independientes, e innovadoras técnicas como la TMR. Además, actualmente existen múltiples líneas de investigación que prometen nuevos cambios revolucionarios. Es por esto, que es de vital importancia que el fisiatra se mantenga constantemente revisando la literatura científica para mantenerse a la vanguardia de lo que se va descubriendo y así poder aconsejar en forma apropiada a los pacientes que acuden solicitando su opinión. Por último, mencionar que nunca hay que olvidar los costos de cada prótesis, la cobertura económica que tiene el paciente, la mantención que requieren los componentes, sus garantías y los tiempos estimados de recambios.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Perry I. How Prosthetic Limbs Works. Extraído de <http://science.howstuffworks.com/prosthetic-limb1.htm>, el 18 de octubre de 2013.
2. Barth DG, Schumacher L, Thomas SS. Gait analysis and energy cost of below-knee amputees wearing six different prosthetic feet. *J Prosthet Orthot* 1992; 4: 63-75.
3. Andrysek J. Lower-limb prosthetic technologies in the developing world: a review of literature from 1994-2010. *Prosthet and Orthot Intern*, 2010; 34 (4): 378-398.
4. Curtze C, Hof A, Van Keeken H, Halbertsma J, Postema K, Otten B. Comparative roll-over analysis of prosthetic feet. *J Biomech* 2009; 42 (11): 1746-1753.
5. Los Microprocesadores, Definición. Extraído de <http://www.informaticamoderna.com/Microprocesadores.htm> el 24 de octubre de 2013.
6. Ossur, Proprio Foot. Extraído de <http://www.ossur.com/?PageID=15736>, el 24 de octubre de 2013.
7. Dartes B, Wilken J. Energetic consequences of using a prosthesis with adaptive ankle motion during slope walking in persons with a transtibial amputation. *Prosthet and Orthot Intern*, 2013; 0 (0): 1-7.
8. Alimusaj M, Fradet L, Braatz F, Gerner H, Wolf S. Kinematics and kinetics with an adaptive ankle foot system during stair ambulation of transtibial amputees. *Gait and Posture*, 2009; 30: 356-363.
9. Wolf S, Alimusaj M, Fradet L, Siegel J, Braatz F. Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot. *Clinical Biomech*, 2009; 24: 860-865.
10. Delussu A, Brunelli S, Paradisi F, Iosa M, Pellegrini R, Zenardi D, Traballesi M. Assessment of the effects of carbon fiber and bionic foot during overground and treadmill walking in transtibial amputees. *Gait and Posture*, 2012; 38: 876-882.
11. Grabowski A, D'Andrea S. Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the unaffected leg during level-ground walking. *J Neuroengineering Rehab*, 2013; 10 (49): 1-11.
12. Fradet L, Alimusaj M, Braatz F, Wolf S. Biomechanical analysis of ramp ambulation of transtibial amputees with an adaptive ankle foot system. *Gait and Posture*, 2010; 32: 191-198.
13. Reena J. Ossur, desing that walks the line. Extraído de <http://www.businessweek.com/stories/2007-07-16/ossur-design-that-walks-the-linebusinessweek-business-news-stock-market-and-financial-advice>, el 26 de octubre de 2013.
14. Aldridge J, Sturdy J, Wilken J. Stair ascent kinematics and kinetics with a powered lower leg system following transtibial amputation. *Gait and Posture*, 2012; 36: 291-295.
15. Grabowski A, D'Andrea S, Herr H. Bionic leg emulates biological ankle joint during walking. Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Long Beach CA, 2011. Extraído de <http://www.biom.com/physicians/clinical-references/>, el 26 de octubre de 2013.
16. Herr H, Grabowski A. Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation. *Proceeding of the Royal Society B*, 2011; 279(1728): 1-8.
17. Eilenberg M, Geyer H, Herr H. Control of a Powered Ankle-Foot Prosthesis Based on a Neuromuscular Model. *IEEE Trans Neural System Rehabil Engin*, 2010; 18 (2): 164-173.
18. Markowitz J, Krishnaswamy P, Eilenberg M, Endo K, Barnhart C, Herr H. Speed adaptation in a powered transtibial prosthesis controlled with a neuromuscular model. *Phil. Trans. R. Soc. B*, 2011; 366: 1621-1631.
19. PowerFoot seeks to refine human prosthetics. Extraído de <http://massacademy.wordpress.com/2011/02/24/powerfoot-seeks-to-redefine-human-prosthetics-2/>, el 26 de octubre de 2013.
20. Eberly V, Mulroy S, Gronley J, Perry J, Yule W, Burnfield J. Impact of a stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on level walking in lower functioning individuals with a transfemoral amputation. *Prosthet Orthot Int*, 2013, 0 (0): 1-9.
21. Burnfield J, Eberly V, Gronely J, Perry J, Jared W, Mulroy S. Impact of stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on ramp negotiation and community walking function in K2 level transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Intern*, 2012; 36 (1): 95-104.
22. Segal A, Orendurff M, Klute G, McDowell M, Pecoraro J, Shofer J, Czerniecki J. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg® and Mauch SNS® prosthetic knees. *J Rehabil Res Develop*, 2006; 43 (7): 857-870.
23. Johansson JL, Sherrill DM, Riley PO, Bonato P, Herr H: A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices. *Am J Phys Med Rehabil* 2005; 84:563-575.
24. Sawers A, Hafner B. Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: A systematic review. *JRRD*, 2013; 50 (3): 273-314.
25. Genium, walking naturally. Extraído de <http://www.walking-with-prosthesis.com/gb/genium/genium/the-genium/>, el 26 de octubre de 2013.
26. Bellmann M, Schmalz T, Ludwings E, Blumentritt S. Stair ascent with an innovative microprocessor-controlled exoprosthetic knee joint. *Biomed Tech*, 2012; 57: 435-444.
27. Schapiro R. Amputee is first civilian to get hi-tech. Extraído de <http://www.nydailynews.com/new-york/amputee-civilian-hi-tech-95-000-military-grade-bionic-leg-article-1.130845>, el 27 de octubre de 2013.
28. Power Knee. Extraído de <http://www.ossur.com/?PageID=14255>, el 27 de octubre de 2013.
29. Wolf E, Everding V, Linberg A, Schnell B, Czerniecki M, Gambel J. Assessment of transfemoral amputees using C-Leg and Power Knee for ascending and descending inclines and steps. *JRRD*, 2012; 49 (6): 831-842.
30. Wolf E, Everding V, Linberg A, Czerniecki M, Gambel J. Comparison of the Power Knee and C-Leg during step-up and sit-to-stand tasks. *Gait and Posture*, 2013; 38: 397-402.
31. USF Physical Therapy test bionic knee. Extraído de <http://hscweb3.hsc.usf.edu/health/now/?p=309>, el 27 de octubre de 2013.
32. X3 Microprocessor Knee. Extraído de http://professionals.ottobockus.com/cps/rde/xchg/ob_us_en/hs.xsl/53017.html, el 27 de octubre de 2013.
33. Symbionic Leg, Ossur. Extraído de <http://www.ossur.com/pages/17713/SYMBIONIC-LEG-Overview>, el 27 de octubre de 2013.
34. Hargrove L, Simon A, Lipschutz R, Finucane S, Kuiken T. Non-

- weight-bearing neural control of a powered transfemoral prosthesis. *J Neuroengineering Rehabil*, 2013; 10 (62): 1-12.
- 35.** Alcaide-Aguirre R, Morgenroth D, Ferris D. Motor control and learning with lower limb myoelectric control in amputees. *JRRD*, 2013; 50 (5): 687-698.
- 36.** Zhang F, D'Andrea S, Nunnery M, Kay S, Huang H. Towards Design of a Stumble Detection System for Artificial Legs. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2011; 19 (5): 567-577.
- 37.** Myoelectric Prosthesis. Extraído de <http://www.myoelectricprosthetics.com/>, el 27 de octubre de 2013.
- 38.** Peerdeman B, Boere D, Witteveen H, Huis R, Hermens H, Stramigioli S, Rietman H, Veltink P, Misra S. Myoelectric forearm prostheses: state of the art from a user-centered perspective. *JRRD*, 2011; 48 (6): 719-738.
- 39.** Zlotolow D, Kozin S. Advances in Upper Extremity Prosthetics. *Hand Clin*, 2012; 28: 587-593.
- 40.** Clement R, Bugler K, Oliver C. Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations. *The Surgeon*, 2011; 9: 336-340.
- 41.** iLimb Ultra. Extraído de <http://www.touchbionics.com/products/active-prostheses/i-limb-ultra/>, el 27 de octubre de 2013.
- 42.** Matheson K. i-limb coordination: App lets amputees program their own bionic hands. Extraído de http://missoulia.com/lifestyles/health-med-fit/i-limb-coordination-app-lets-amputees-program-their-own-bionic/article_b7762ab0-b71f-11e2-ab2e-001a4bcf887a.html, el 27 de octubre de 2013.
- 43.** Resnik L. Research Update: VA study to optimize DEKA arm. *J Rehabil Res Dev*, 2010; 47 (3): ix-x.
- 44.** Cipriani C, Controzzi M, Carrozza M. The SmartHand transradial prosthesis. *J Neuroengin Rehabil*, 2011; 8 (29): 1-13.
- 45.** Belter J, Segil J, Dollar A, Weir R. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: a review. *JRRD*, 2013; 50 (5): 599-618.
- 46.** Yang D, Zhao J, Gu Y, Wang X, Li N, Jiang L, Liu H, Huang H, Zhao D. An Anthropomorphic Robot Hand Developed Based on Underactuated Mechanism and Controlled by EMG Signals. *J Bionic Engin*, 2009; 6: 255-263.
- 47.** Matrone G, Cipriani C, Secco E, Megenes G, Carozza M. Principal components analysis based control of a multi-dof underactuated prosthetic hand. *J Neuroengin Rehabil*, 2010; 7 (16): 1-13.
- 48.** Engeberg E. A physiological basis for control of a prosthetic hand. *Biomed Signal Proc Control*, 2013; 8: 6-15.
- 49.** Chappell P. Making sense of artificial hands. *J Med Engin Tech*, 2011; 35 (1): 1-18.
- 50.** Boshmann A, Kaufmann P, Platzner M, Winkler M. Towards Multi-movement Hand Prostheses: Combining Adaptive Classification with High Precision Sockets. *MANO XIV!!!*
- 51.** Antfolk C, Bjorkman A, Frank S, Sebelius F, Lundborg G, Rosen B. Sensory feedback from a prosthetic hand based on air-mediated pressure from the hand to the forearm skin. *J Rehabil Med*, 2012; 44: 702-707.
- 52.** Antfolk C, Balkenius C, Rosen B, Lundborg G, Sebelius F. SmartHand tactile display: A new concept for providing sensory feedback in hand prostheses. *J Plast Sug Hand Surg*, 2010; 44: 50-53.
- 53.** Antfolk C, Balkenius C, Lundborg G, Rosen B, Sebelius F. Design and technical construction of a tactile display for sensory feedback in a hand prosthesis system. *Biomed Engin Online*, 2010; 9 (50): 1-9.
- 54.** Muridan N, Chappel P, Cranny A, White N. Texture sensor for a prosthetic hand. *Procedia Engin*, 2010; 5: 605-608.
- 55.** Cipriani C, D'Alonzo M, Carrozza M. A Miniature Vibrotactile Sensory Substitution Device for Multifingered Hand Prosthetics. *IEEE Trans Biomed Engin*, 2012; 59 (2): 400-408.
- 56.** Chappel P, Cranny A, Cotton D, White N, Beeby S. Sensory motor systems of artificial and natural hands. *Internac J Surg*, 2007; 5: 436-440.
- 57.** Kuiken T, Miller L, Lipschutz R, Lock B, Stubblefield K, Marasco P, et al. Targeted reinnervation for enhanced prosthetic arm function in a woman with a proximal amputation: a case study. *Lancet*, 2007; 369: 371-380.
- 58.** Miller L, Lipschutz R, Stubblefield K, Lock B, Huang H, Williams W, et al. Control of a Six Degree-of-Freedom Prosthetic Arm after Targeted Muscle Reinnervation Surgery. *Arch Phys Med Rehabil*, 2008; 89 (11): 2057-2065.
- 59.** Marasco P, Schultz A, Kuiken T. Sensory capacity of reinnervated skin after redirection of amputated upper limb nerves to the chest. *Brain*, 2009; 132: 1441-1448.
- 60.** Schutz A, Marasco P, Kuiken T. Vibrotactile detection thresholds for chest skin of amputees following targeted reinnervation surgery. *Brain Research*, 2009; 1251: 121-129.
- 61.** Agnew S, Schultz A, Dumanian G, Kuiken T. Targeted Reinnervation in the Transfemoral Amputee: A Preliminary Study of Surgical Technique. *Plast Reconstr Surg*, 2012; 129 (1): 187-194.
- 62.** Rowland N, Breshears J, Chang E. Neurosurgery and the dawning age of Brain-Machine Interfaces. *Surg Neuro Intern*, 2013; 4 (S1): S11-S14.
- 63.** Ohnishi K, Weir R, Kuiken T. Neural machine interfaces for controlling multifunctional powered upper-limb prostheses. *Expert Rev Med Devices*, 2007; 4 (1): 43-53.
- 64.** Rossini P, Micera S, Benvenuto A, Carpaneto J, Cavallo G, Citi L, et al. Double nerve intraneural interface implant on a human amputee for robotic hand control. *Clin Neurophys*, 2010; 121: 777-783.
- 65.** Carmena J. Advances in Neuroprosthetic Learning and Control. *PLOS Biology*, 2013; 11 (5): 1-4.
- 66.** Catalan M, Branemark R, Hakansson B, Delbeke J. On the viability of implantable electrodes for the natural control of artificial limbs: Review and discussion. *Biomed Engin Online*, 2013; 11 (33): 1-24.

Las autoras declaran no tener conflictos de interés, en relación a este artículo.